Aus der Chirurgischen Klinik und -Poliklinik der Freien Universität Berlin im Städtischen Krankenhaus Westend
Direktor: Professor Dr. med. Hermann Franke

Über die Oxygenierungskapazität von Scheibenoxygenatoren

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Henke, Guido
aus Berlin

1965

Aus der Chirurgischen Klinik und -Poliklinik der Freien Universität Berlin im Städtischen Krankenhaus Westend

Direktor: Professor Dr.med. Hermann F r a n k e

ÜBER DIE OXYGENIERUNGSKAPAZITÄT VON SCHEIBENOXYGENATOREN

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

an der

Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

H e n k e, Guido

aus Berlin

Dekan: Professor Dr.med. Adalbert L o e s c h k e

Referent: Professor Dr.med. Emil Sebastian B ü c h e r l

Koreferent: Professor Dr.med., Dr.rer.nat. Ernst S c h ü t t e

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 27. April 1965

Ich danke Herrn Professor Dr.med. E.S. Bücherl
für die Überlassung des Themas und für freundliche
Anregungen bei Zusammenstellung der Arbeit

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Inhaltsangabe

	Seite
I. Geschichte der Herzchirurgie	1
1. Allgemein	1
2. Speziell	2
II. Derzeitiger Stand	10
1. Der Bubbleoxygenator	11
2. Der Membranoxygenator	13
3. Der Zylinder- und Batterietyp-Oxygenator	15
4. Der Scheibenoxygenator	17
III. Die Pumpen	20
1. Die Sigmamotor-Pumpe	21
2. Die DeBakey-Pumpe	21
IV. Eigene Untersuchungen	24
1. Methodik	24
2. Ergebnisse	25
a) Gewichtsbestimmungen	25
b) Schichtdickebestimmungen	28
c) Oxygenierung	29
1. Oxygenation mit Frischluft	29
2. Oxygenation mit reinem Sauerstoff	32
3. Besprechung der Ergebnisse	39
V. Zusammenfassung	45
VI. Literaturverzeichnis	47

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41547201_0014

I. Geschichte der Herzchirurgie

1. Allgemein

Um eine Operation im Innern des Herzens vorzunehmen, ist es notwendig, den Blutkreislauf für eine gewisse Zeit zu unterbrechen. Alle Organe, mit Ausnahme des Gehirns, würden diese Unterbrechung für wenigstens 20 - 25 Minuten ertragen; dieses nimmt Schaden, wenn die Anoxie nur einige Minuten dauert. So fanden HEYMANS, SCHNEIDER, OPITZ und andere das Gehirn schon nach einer Unterbrechung der Zirkulation von mehr als 5 Minuten geschädigt. Wenn also nach dieser Zeit irreversible Veränderungen im Gehirn auftreten, dann ist es notwendig, bei Ausschaltung des Eigenkreislaufes, das Gehirn mit einer Apparatur durchströmen zu lassen oder den Sauerstoffverbrauch generell zu vermindern. Jenes geschieht heute mit Hilfe sogenannter Herz-Lungenmaschinen, dieses, indem man den Patienten in Eiswasserbädern, mit Kühlschlangen, durch die Eiswasser oder Alkohol geleitet wird, mit Kühlmatten (BROWN und SEALY, SWAN, DREW, FREY, JUST u.a.) oder auch mit extrakorporaler Blutumleitung unterkühlt. Entsprechend der van t Hoffschen Regel sinkt dann der Stoffwechsel und damit der Sauerstoffverbrauch proportional der Temperatur ab, bei 15° C um etwa 70%.

So wurden Eingriffe im "blutleeren Herzen" bis zu 30 und mehr Minuten Dauer überlebt. Die sogenannte mittlere Unterkühlung (26 - 28°C) mit der Oberflächenmethode ist dabei relativ gefahrlos, die tiefe Hypothermie (10 - 15°C) ist mit mehr Komplikationen belastet und macht meist eine extrakorporale Zirkulation erforderlich.

Aus der Geschichte der Herzchirurgie ist bemerkens-

wert, daß sie sich in einem Zeitraum von nur 20 Jahren soweit entwickelt hat, daß die Mehrzahl aller angeborenen und erworbenen Herzfehler korrigierbar wurden.

So hatte 1881 BILLROTH noch erklärt:„Ein Chirurg, der eine derartige Operation versucht, sollte den Respekt seiner Kollegen verlieren". Aber bereits 1896 brach L. REHN mit dieser Anschauung, indem er mit Erfolg eine Herznaht ausführte. In der Folgezeit blieben chirurgische Maßnahmen am Herzen meist auf Verletzungen beschränkt. 1938 glückte dann GROSS die Ligatur eines offenen Ductus arteriosus Botalli, und CRAFOORD in Stockholm und gleichzeitig GROSS in Boston führten 1944 die Resektion einer Aortenisthmusstenose durch. Von diesem Zeitpunkt an gehörten Herzoperationen zum ständigen Arbeitsgut jeder großen chirurgischen Klinik. Diese wurden nicht zuletzt ermöglicht durch die verbesserte Narkosetechnik und durch die Hypothermie mit der oben erwähnten Verminderung des Stoffwechsels. Zum Schluß kam dann noch die Herz-Lungenmaschine mit der Möglichkeit einer extrakorporalen Zirkulation zur völligen Ausschaltung von Herz und Lunge hinzu.

2. Speziell

Von den mannigfaltigen Schwierigkeiten, die beim Ersatz der Herz-Lungenfunktionen durch eine künstliche Maschine auftreten, stellt die ausreichende Oxygenation des Blutes das Hauptproblem dar. Wenn man bedenkt, daß die Lunge eines erwachsenen Menschen eine Oberfläche von ca. 90 m^2 hat, die begrenzt wird durch die Gesamtheit der Alveolarepithelien, und daß jeweils nur etwa 100 ml Blut, durch eine dünne Membran von der Atemluft getrennt, über diese Oberfläche verteilt sind, dann ist es nicht weiter verwunderlich, daß viele Autoren dieses Problem überhaupt nicht experimentell angingen. Andere benutzten zum Gasaustausch Lungenpräparate von Tieren (DALE und SCHUSTER, 1928, DALY und THORPE, 1933, DALY,1946). HELMSWORTH beschreibt 1959 eine

Methode der autogenen Oxygenation beim cardialen Bypass. Hierbei wurde nur das Herz aus dem Kreislauf ausgeschaltet, während die Lunge ihre Funktion beibehielt. Durch sorgfältige Regulation der Lungenventilation konnte ein guter Gasaustausch gewährleistet werden. Die letztlich nur aus Pumpen und Schlauchverbindungen bestehende Anordnung konnte sehr einfach sein. Die Gefahr der Gasembolie, die zu einem gewissen Grade allen Oxygenatoren anhaftet, wird hierdurch praktisch ausgeschaltet. Außerdem werden bei dieser Methode viele Probleme umgangen, die bei den künstlichen Lungen auftreten. Dieser Apparat ist ferner leicht sterilisierbar, einfach zu handhaben und benötigt somit kein Team von Experten.

Wenn sich diese Methode allgemein nicht durchsetzen konnte, so liegt das einerseits an der Vielzahl einzuführender Katheter, die bei komplizierten Mißbildungen den operativen Eingriff beeinträchtigten, andererseits aber auch darin, daß letztlich zwei getrennte Kreisläufe (Venae cavae bis linker Vorhof und linker Vorhof - Aorta - rechter Vorhof) geschaffen werden, deren Einstellung aufeinander optimale Kontrolle erfordert.

Eine subcutane oder intraperitoneale Zufuhr von Sauerstoff zur Erhöhung des Blutsauerstoffgehaltes, wie sie BOURNE und SMITH 1927 erprobten, wurde für wertlos befunden. Ein Versuch, Wasserstoffperoxyd in das Blut zu injizieren, war durch beträchtlichen Anstieg des Blutdruckes kompliziert. Die Injektion einer Lösung von Natriumperoxyd gab Anlaß zu Gasembolien (LÄWEN und SIEVERS, 1910). Andere Lösungen als Blut sind ebenfalls für die Perfusion gebraucht worden. KÜTTNER benutzte eine mit Sauerstoff gesättigte Salzlösung und konnte so 20 ml Sauerstoff dem Blut zufügen, indem er 1000 ml Salzlösung dem Blut infundierte. Er fand jedoch einige Gasblasen in den Coronargefäßen.

HARTRIDGE und ROUGHTON zeigten 1927, daß die Oxygenationsrate des Hämoglobins bei intakten Blutkörperchen nur etwa 1/10 von dem ist, wenn die Blutkörperchen defekt waren.

Auf dieser Erkenntnis aufbauend, benutzte AMBERSON 1937 Ringerlösung, der er 12-14 g% Hämoglobin zusetzte und fand, daß die Tiere mit dieser Hämoglobinlösung im wesentlichen ein normales Verhalten für viele Stunden zeigten. Das Hämoglobin verließ jedoch die Blutbahn, erschien in der Lymphe, im Harn und wurde auch von den Zellen des RES aufgenommen. Die Tiere starben an einer Asphyxie, wenn das Hämoglobin auf 3 g% gesunken war. Der Tod trat 36 Stunden nach vollständigem Ersatz des Blutes durch die Hämoglobinlösung ein.

Eine fünfprozentige Lösung von Hämoglobin in Ringerlösung wurde von O'SHAUGHNESSY 1939 für die Perfusion des Gehirns bei gleichzeitiger Abklemmung beider Venae cavae benutzt. Ein Hund von 7 kg überstand diese Okklusion für 10 Minuten und lebte jahrelang. Da aber HECKER 1907 zeigte, daß ein Hund auch ohne jegliche Perfusion eine Abklemmung der beiden Venae cavae für 10 Minuten überleben kann, ist dieser Versuch als Test für Perfusionsexperimente mit Hämoglobinlösungen nicht geeignet.

Wenn Blut zur Perfusion benutzt werden soll, so muß es das Ziel sein, ein entsprechendes Blutvolumen in möglichst kurzer Zeit mit Sauerstoff zu sättigen, ohne daß eine Hämolyse auftritt. Dieses kann durch die hier wiedergegebenen drei Methoden erreicht werden:

1. Durch Perfusion von Gas durch das Blut.
2. Durch Blutfilmbildung auf einer großen Oberfläche.
3. Durch Ausbreitung eines dünnen Blutfilms zwischen zwei Diffusionsmembranen.

LUDWIG und SCHMIDT versuchten 1868 in ihrem Perfusionsapparat Blut zu oxygenieren, indem sie es mit Luft in einem Ballon schüttelten. Diese Methode war allerdings nicht wirksam genug, um einen fortlaufenden Blutstrom zu oxygenieren. SCHRÖDER perlte 1882 vom Boden einer Flasche Luft durch venöses Blut, es schäumte aber beträchtlich. Um das

Mischen der Luft mit dem Blut zu erleichtern, pumpte JACOBI 1890 Blut zusammen mit Luft durch eine Röhre (Abb.1); oder das Blut wurde mit der Luft, während es die Pumpe passierte, gemischt (BRODIE, 1903).

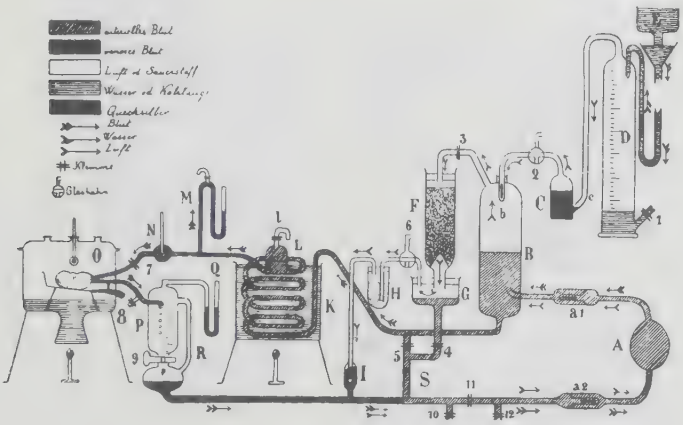

Abb. 1 Apparat zur Durchblutung isolierter überlebender Organe von JACOBI, 1890

Aber auch diese Methoden waren nicht suffizient genug. Andere Autoren benutzten später reinen Sauerstoff, konnten aber auch damit den Anforderungen für eine vollständige Perfusion nicht genügen. FREY und GRUBER beschrieben 1885 ein Gerät, in welchem das Blut in einer dünnen Schicht auf einer sich drehenden, horizontalgestellten Walze ausgebreitet wurde und so dem Sauerstoff ausgesetzt werden konnte (Abb.2). RICHARDS und DRINKER entwickelten 1915 einen Apparat, bei dem sie Blut durch feine Düsen herausspritzten und in den Maschen eines Seidentuches sich fangen ließen (Abb.3). Indem das Blut langsam herunterfloß, bildete es einen dünnen Film und konnte so von beiden Seiten dem Sauerstoff ausgesetzt werden. Hierdurch wurde ein Blutfluß von ca. 50 ml pro Minute erreicht. In dem Apparat von HOOKER, 1915 (Abb.4), fallen die Blut-

tropfen auf eine Gummischeibe, die sich in einem Glasbehälter dreht. Das durch die Zentrifugalkraft an die Gefäßwand geschleuderte Blut wird dem Sauerstoff ausgesetzt und anschließend in einem Reservoir am Boden des Gefäßes wieder aufgefangen.

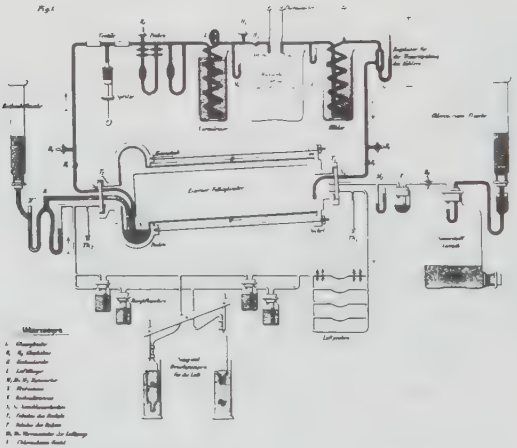

Abb. 2 Das von FREY und GRUBER 1885 beschriebene Gerät zur Oxygenation des Blutes

DALY und THORPE verbesserten dieses Prinzip 1933 insofern, als sie drei horizontalgestellte, sich drehende Scheiben anordneten und so die Oberfläche auf ungefähr 1 m^2 vergrößerten. BORNSTEIN versuchte 1926 Blut in einem dünnen Film über eine große Oberfläche auszubreiten, indem er es durch eine mit Glaskugeln gefüllte Flasche schickte und dann dem Sauerstoff aussetzte (Abb.5).

Ein ähnliches Prinzip der Ausbreitung über ein großes Oberflächenareal benutzte CRUICKSHANK, 1934, der ebenfalls Blut durch feine Öffnungen hindurchtrieb, und einen dünnen Film auf einer sich drehenden Kupferspirale erzeugen konnte (Abb.6). Hierdurch war er imstande, bei 10 Umdrehungen pro Minute ungefähr 10 ml Sauerstoff aufzunehmen.

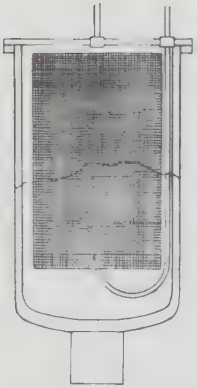

Abb. 3 Perfusionsgerät von RICHARDS und DRINKER, 1915

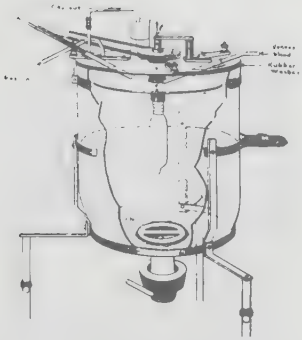

Abb. 4 Das ebenfalls im Jahre 1915 konstruierte Gerät von HOOKER

Eine Methode der feinen Dispersion haben v.EULER und HEYMANS 1932 angewandt. Sie preßten Blut durch Düsen in einen Sauerstoffstrom, so daß auf diesem Wege das Blut in feinen Tropfen gegen die Innenseite einer sphärischen Glas-

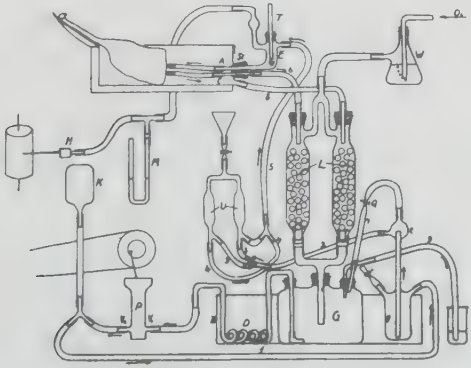

Abb. 5 Der Apparat, den BORNSTEIN 1926 zur Durchströmung von isolierten Organen verwendete

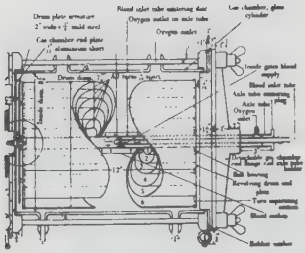

Abb. 6 Blutfilmbildung auf sich drehenden Kupferspiralen, CRUICKSHANK, 1934

kugel spritzte (Abb.7). Auf diese Weise konnten 20 ml Sauerstoff pro Minute, bei einer Flußmenge von ca. 250 ml/Minute, aufgenommen werden. Es trat aber Hämolyse ein, wenn die Düse zu fein oder das Blut älter als 24 Stunden war.

Eine Reihe von kegelförmigen, mit der Spitze nach unten gerichteten Aluminiumplatten benutzten BAYLISS und FEE und OGDEN 1928 (Abb.8), wobei das Blut auf die erste rotierende Platte tropfte, hier ausgebreitet

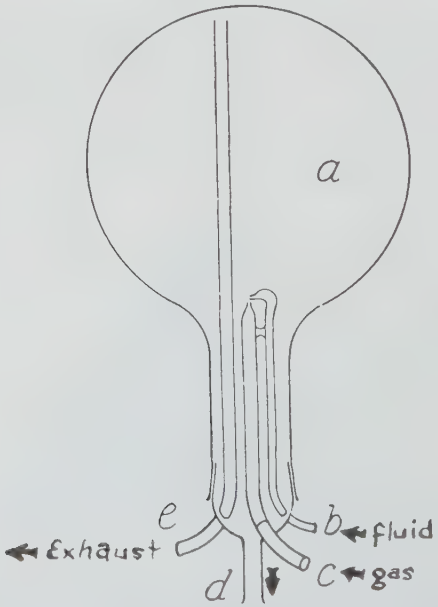

Abb. 7 Gerät zur Oxygenation des Blutes, V.EULER und HEYMANS, 1932

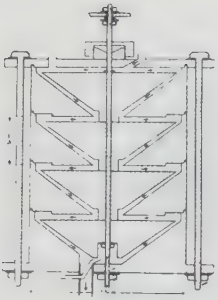

Abb. 8 Oxygenator von BAYLISS, FEE und OGDEN, 1928

und gegen die Wand geschleudert, gesammelt und durch eine Art von Trichter auf die nächste Platte geleitet wurde. Hier begann der Prozeß von vorn.

Angeregt durch das Erlebnis einer tödlichen Lungenembolie, das GIBBON als junger Arzt in Boston hatte, ließ ihn seit dieser Zeit der Gedanke eines Ersatzes von Herz und Lunge durch einen mechanischen Apparat nicht mehr ruhen. Er konstruierte 1937 - 1939 ein Gerät (Abb.9), in welchem er die Zentrifugalkraft ausnutzte. Indem er später die innere Oberfläche des sich drehenden Zylinders vergrößerte, konnte er bei einem Fluß von 455 ml Blut 30 ml Sauerstoff aufnehmen.

Aus den vorangegangenen Beispielen wird ersichtlich, welche Schwierigkeiten bei der Konstruktion eines Apparates bestanden haben, der eine größere Blutmenge in kurzer Zeit vollständig oxygenieren sollte. Außerdem geht hervor, welche geringen Blutvolumina bei allen bisher beschriebenen Geräten aufgesättigt werden konnten.

Die Perfusion eines erwachsenen Menschen verlangt einen Apparat, der ca. 70 - 80 ml Blut pro kg in der Minute oxygenieren kann. Es wäre selbstverständlich möglich gewesen, einen der vorhandenen Apparate so zu vergrößern, daß er soviel leisten würde; aber zur Füllung dieser Maschine wären 6 - 8 Liter Blut erforderlich, und für eventuellen klinischen Gebrauch wäre sie sehr unhandlich.

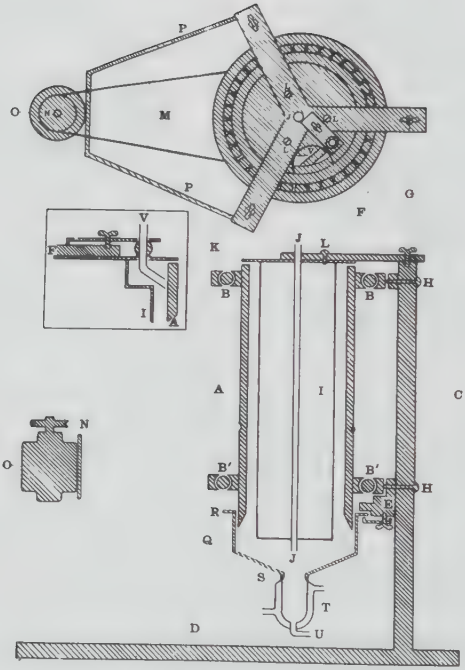

Abb. 9 Oxygenator von GIBBON, 1939

II. Derzeitiger Stand

Auf den Erfahrungen vergangener Jahrzehnte aufbauend, sind in den letzten Jahren leistungsfähigere Geräte konstruiert worden, und aus diesen haben sich letzten Endes folgende vier Typen herauskristallisiert:

1. Der sogenannte Bubbleoxygenator, dessen Prinzip in direkter Dispersion des Sauerstoffes im Blut beruht.
2. Der Membranoxygenator, dabei sind Blut und Gas durch eine Membran voneinander getrennt. Diese Arbeitsweise kommt der normalen Lunge am nächsten.
3. Der sogenannte Gibbonoxygenator, mit seinen stationären Platten.
4. Der Scheibenoxygenator nach BJÖRK, KAY und CROSS u.a.

Diese vier Typen entsprechen weitgehend den Anforderungen, die man an einen brauchbaren, leistungsfähigen Oxygenator stellen muß:

1. Die Oxygenierungsfähigkeit muß so groß sein, daß in entsprechender Zeit die zur Perfusion eines Erwachsenen notwendige Blutmenge von 4 - 5 Litern pro Minute aufgesättigt werden kann.
2. Er darf die Bestandteile des Blutes nicht zu sehr traumatisieren.
3. Das Säure-, Basen- und Elektrolytgleichgewicht soll möglichst wenig gestört werden.
4. Das Material des Oxygenators muß gewebsfreundlich sein.
5. Er soll möglichst einfach in der Konstruktion gehalten sein, sich leicht säubern und sterilisieren lassen.

1. Der Bubbleoxygenator

Das einfachste Oxygenatorprinzip stellt der sogenannte Bubbleoxygenator, auch Schneckenreservoiroxygenator genannt, dar. In seiner Modifikation nach DeWALL und LILLEHEI besteht er im wesentlichen aus folgenden vier Teilen:

Der Mischsäule, der Entschäumungskammer, dem Schneckenreservoir und arteriellen Filtern (Abb.10). In der Blut-Sauerstoffmischsäule geschieht die Oxygenation des Blutes,

indem der Sauerstoff durch feine Düsen in das venöse Blut hineingepreßt wird, wodurch große Blutblasen entstehen. Bei diesem Prozeß wird das venöse Blut auf der Oberfläche der Sauerstoffkügelchen zu einem Film ausgebreitet. Auf dieser großen Austauschfläche kann der Sauerstoff in kurzer Zeit das Blut oxygenieren und die Kohlensäure austreiben. Die Entschäumungskammer dient dazu, den entstandenen Blutschaum möglichst vollständig zu beseitigen. Dazu sind die Wände der Kammer mit einem Silikonpräparat behandelt. Von dort fließt das Blut dann in das Schneckenreservoir. In ihm sollen eventuell noch vorhandene Gasblasen entfernt

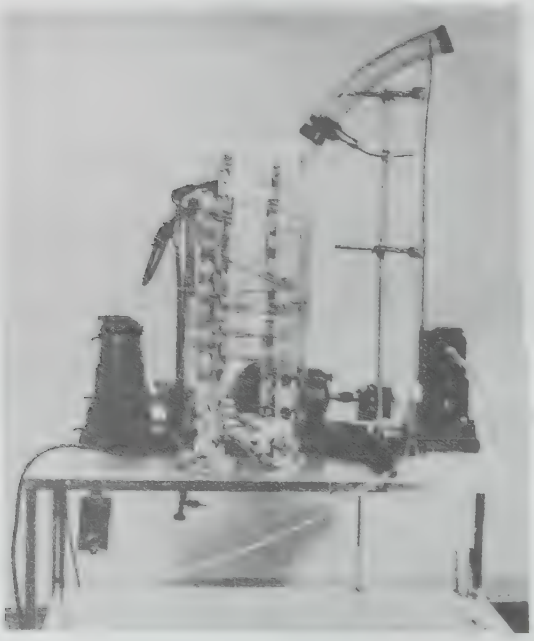

Abb. 10 Bubbleoxygenator nach DeWALL und LILLEHEI

werden, außerdem dient es als Thermostat, indem es in einem Wasserbad von konstanter Temperatur steht.

Es ist leicht verständlich, daß bei dieser Methode die

Hämolyse in diesem Gerät beträchtlich ist, muß doch die Perfusion von O_2 durch Blut in Abhängigkeit von Volumen und Dauer in jedem Fall zu einer Traumatisierung von Blutkörperchen führen.

Trotz der Einführung einer Reihe von Sicherheitsmaßnahmen, wie Antischaumsubstanzen und Anschluß des Helixreservoirs an die Entschäumungskammer, ist die Frage der Luftembolie bei den Dispersionsoxygenatoren noch nicht bis ins letzte gelöst. Ist doch in Tierexperimenten von SCHULTZER festgestellt worden, daß die Sterblichkeit gerade bei hohen Flußmengen relativ groß ist. Mikroskopische Untersuchungen einzelner Kapillargefäße zeigten gelegentlich auch die Passage kugelförmigen Materials, von dem nicht einwandfrei gesagt werden konnte, ob es sich um Luft oder Antischaummittelpartikel handelte. Diese Experimente gaben also keine eindeutige Antwort auf die Frage, welche Rolle die Flußmenge und das Blut - Gasverhältnis bei der Ausbildung von Luftembolien spielen. Biopsien aus Leber, Nieren und Gehirn zeigten jedoch bei 5 von 10 Tieren eindeutige Zeichen von Luftembolien. Kontrolluntersuchungen, die nach cardialem Bypass mit dem sog. Gibbonoxygenator gemacht wurden, ließen keine derartige Luftembolien erkennen. Es scheint allerdings, daß der Hund gegenüber solchen Luftembolien empfindlicher ist als der Mensch; und klinische Erfahrungen, die mit dem Bubbleoxygenator gemacht worden sind, zeigen, daß kleine Luftembolien meist mit dem Leben vereinbar sind.

Aus diesen Gründen vermag das Verfahren nicht voll zu befriedigen.

2. Der Membranoxygenator

Bei dem Membranoxygenator werden die Verhältnisse in der Lunge insofern nachgeahmt, als Blut und Gas durch eine dünne Membrane getrennt sind und der Gasaustausch durch

Diffusion vorsichgeht. Seine Vorteile sind augenscheinlich. Das Blut kann nicht mehr schäumen, es gibt keine Luftbläschen. Die Möglichkeit einer Luftembolie und potentielle Quellen der Fibrinbildung sind fast ausgeschaltet.

Während ihrer Experimente zur extrakorporalen Hämodialyse hatten KOLFF und BERK beobachtet, daß blaues Blut in die Maschine hineinfloß und daß dieses während der Passage durch die Dialysenröhren rot wurde. BRUBAKER und KAMMERMEYER verglichen die Gasdurchdringlichkeit verschiedener Membranen und fanden, daß Polyäthylen für beide, Sauerstoff und CO_2 durchlässig ist. CLOWES und Mitarbeiter zeigten, daß die Blutoxygenation durch eine 1,5 mm starke Membran viel schlechter war, als durch eine 1 mm starke Membran. Die von KOLFF und BALZER zuerst vor der Americain Society for Artificial Organs im Jahre 1955 vorgestellte künstliche Lunge (Abb.11) basiert auf eben diesem Prinzip der Blutoxygenation durch eine Polyäthylenmembrane.

Diese Membranlungen von KOLFF bestehen aus ca. 7 m langen, schmalen Streifen Fiberglasschirmen, welche zwei Polyäthylenschläuche umhüllen. Sie haben eine Oxygenationsfläche von ca. 14000 cm^2. An jeder Seite der Röhren sind Zwischenräume, die eine Ausdehnung der Röhren gestatten, wenn Blut hindurchfließt. Die 7 m langen Streifen sind um Zinnbehälter gewunden und mit Ein- und Ausflußröhren versehen. Diese Rolle wird in einen Plastikbeutel gestellt und kann so dem Sauerstoff ausgesetzt werden, der auf ca. 40° erwärmt in die Bodenpartie des Behälters eingeleitet wird. Ein lose um das Kopfende geschlungener Bindfaden erreicht, daß der eingeblasene Sauerstoff zwar den Beutel ausdehnen kann, daß aber auch der überschüssige Sauerstoff und das anfallende CO_2 eine Möglichkeit zum Entweichen haben. Auf die Weise wurde eine Sauerstoffsättigung von über 90% erreicht. Durch den hohen Reibungswiderstand und die dadurch bedingte geringe Durchflußkapazität konnte eine Lungeneinheit in der Minute nur etwa 75 ml

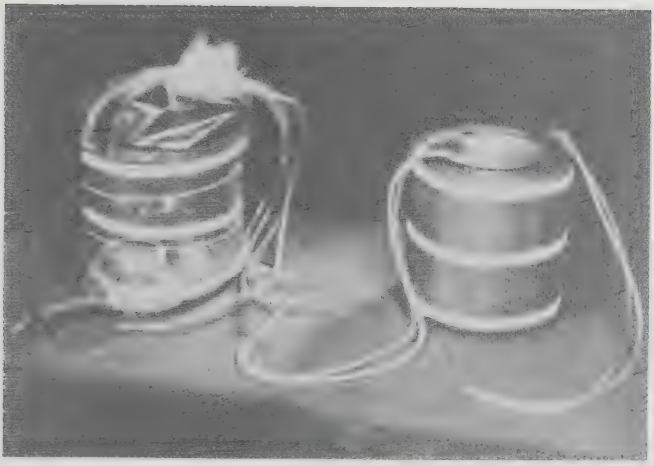

Abb. 11 Die von KOLFF und BALZER vor der Americain Society for Artificial Organs im Jahre 1955 vorgestellte künstliche Lunge

Blut oxygenieren. So mußten mehrere Einheiten hintereinandergeschaltet werden, um den Apparat für Versuchstiere und später für kleine Kinder gebrauchsfähig zu machen.

CLOWES und Mitarbeiter wandelten dann später die Form dieses Membranoxygenators in eine Reihe von rechteckigen "Lungeneinheiten" ab und wandten ihn mit Erfolg klinisch an (Abb.12).

3. Der Zylinder- und Batterietyp-Oxygenator

Aufgrund der Feststellung, daß die Sauerstoffsättigung an rauhen Oberflächen eine schnellere ist, benutzte GIBBON als erster einen Oxygenator aus feinem Drahtgitter mit

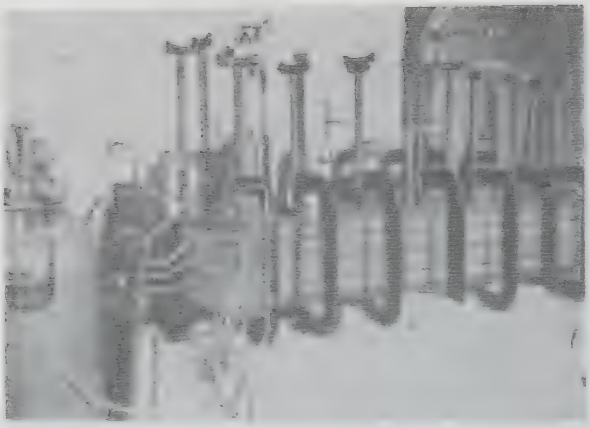

Abb. 12 Membranlunge von CLOWES und Mitarbeitern

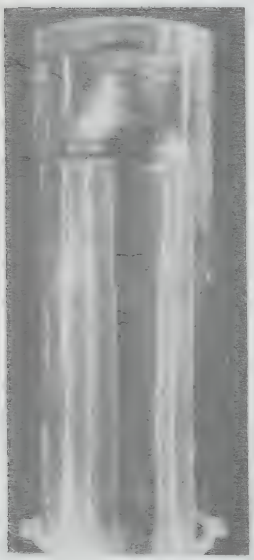

Abb. 13 Zylinderoxygenator von GIBBON

rechteckigen Maschen, dem er die Form eines vertikalen Zylinders gab. Die Spitze war aus kugelförmigem glatten Stahl gebildet (Abb.13). Um einen möglichst gleichmäßigen Blutfilm zu erhalten, wurde das Blut durch rotierende Düsen auf die Spitze verteilt und lief so an dem Zylinderkörper herunter. Dieser zylindrische Gitteroxygenator ließ bei einer Aufsättigung von 65% auf 95% O_2-Sättigung eine Flußmenge von 1000 ml pro Minute zu. Um die Blutzirkulation eines ausgewachsenen Hundes zu ersetzen, benötigt man ungefähr eine Flußmenge von 2000 ml/Minute; das würde ei-

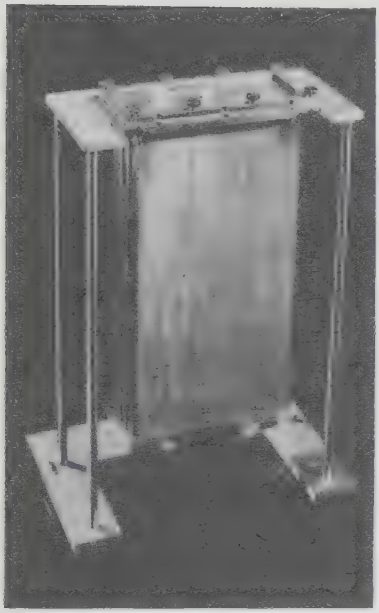

Abb. 14 Der Batterietyp-Oxygenator

nem vertikalen Zylinder von ca. 8000 cm^2 entsprechen. Dieser Oxygenator wäre unhandlich und unpraktisch. Es wurde deshalb diese Form in eine Serie von 6 flachen Gitterplatten umgeändert. Jeder Schirm hatte eine Höhe von ca. 45 cm und eine Länge von 30,5 cm und damit eine Oberfläche von 8235 cm^2. Dieser Oxygenator wurde in der Folgezeit als Batterietyp-Oxygenator bezeichnet (Abb.14).

4. Der Scheibenoxygenator

Auch der im vorangehenden Abschnitt besprochene Batterietyp-Oxygenator vermochte sich nicht recht durchzusetzen, da hier ebenfalls die Leistung im Vergleich zur Größe der Apparatur verhältnismäßig gering war. Auf der Suche nach einem leistungsfähigeren Gerät entwickelte BJÖRK 1948 den sog. Scheibenoxygenator. Hier wurde die Oxygenation des Blutes durch Blutfilmbildung auf sich drehenden Metallscheiben durchgeführt (Abb.15).

DENNIS und Mitarbeiter beschrieben 1951 einen Scheibenoxygenator, dessen Scheiben einen Durchmesser von 38 cm hatten und die aus einem festen Metallreif bestanden, in den eines der feinen Drahtgitter eingelassen war, wie sie

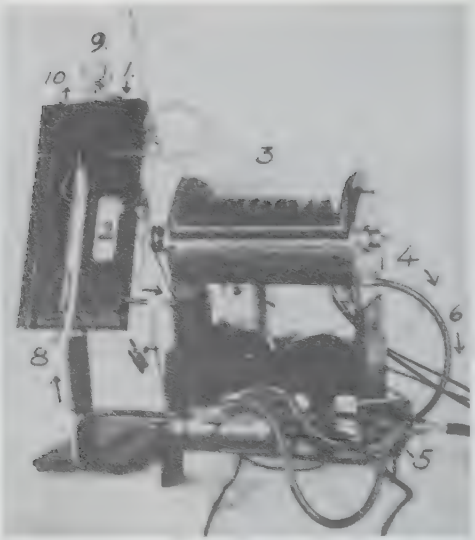

Abb. 15 Der Scheibenoxygenator von BJÖRK, 1948

beim Zylinder- und Batterietyp-Oxygenator Verwendung gefunden hatten. Das Blut wurde wieder durch Düsen zugeführt, bildete aber seinen Blutfilm dadurch, daß sich die Scheiben langsam drehten (Abb.16). Eine Scheibe von 38 cm konnte bei einer Umdrehungsfrequenz von 54/Min. ca. 550 ml Blut von 45% auf 95%

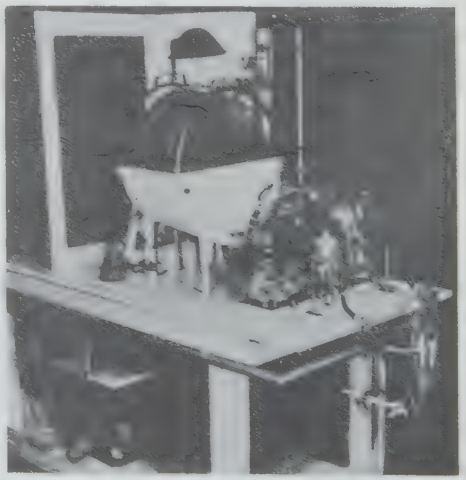

Abb. 16 Scheibenoxygenator von DENNIS und Mitarbeitern, 1951

Sauerstoff aufsättigen.

Während die früheren Autoren die große Oberfläche der Lunge durch langes Aussetzen des Blutes im Sauerstoff zu ersetzen trachteten, wurde jetzt eine kurze Expositionszeit für günstig gehalten, um durch einen möglichst raschen Wechsel des Blutfilmes ein verhältnismäßig großes Minutenvolumen in einem vergleichsweise kleinen Apparat zu erhalten. Hatte man doch festgestellt, daß jedes rote Blutkörperchen in der Lungenkapillare nur für weniger als eine Sekunde dem Sauerstoff ausgesetzt ist. HARTRIDGE und ROUGHTON bestimmten 1923 in einer Hämoglobinlösung mit einem pH von 7,4 die Zeit der Reduktion von Oxyhämoglobin, und im Jahre 1927 maßen dieselben Autoren die Menge des durch die roten Blutkörperchen aufgenommenen Sauerstoffes und fanden, daß die prozentuale Zuwachsrate 10x kleiner war, wenn die Blutkörperchen intakt waren, als wenn sie defekt waren. Wenn die Blutkörperchen intakt waren, beobachteten sie einen Anstieg von Oxyhämoglobin von 0 auf 37% in 0,05 sec. und von 0 auf 58% in 0,10 sec.

Diese kurze Expositionszeit erreichte man dadurch, daß man die Scheiben zur Hälfte in ein Blutbad eintauchte und der Blutfilm eben nur solange dem Sauerstoff ausgesetzt war, als er von seinem Austritt aus dem Blutspiegel bis zu seinem Wiedereintreten in ihn benötigte.

Dieser Scheibenoxygenator wurde dann in seiner Modifikation nach KAY und CROSS mit einem Scheibendurchmesser von 11 - 12 cm der am meisten gebrauchte Oxygenator überhaupt. Verband er doch Einfachheit mit geringstem Trauma des Blutes.

Ein Oxygenator, der 100 Scheiben vom Durchmesser 11,8 cm enthält, hat ein durchschnittliches Füllvolumen von 2,5 l und eine oxydierende Oberfläche von 1,33 m^2 pro Umdrehung. Die Scheiben sind gewöhnlich bis 4 cm eingetaucht, und es besteht ein 0,55 cm breiter Zwischenraum zwischen dem Scheibenrand und dem Gehäuse, durch welches einerseits das Blut strömen und andererseits der Sauerstoff entwei-

chen kann. Die Rotationsgeschwindigkeit ist maximal 120 Umdrehungen pro Minute. Bei höherer Geschwindigkeit ist u. a. der Faktor der Schaumbildung zu berücksichtigen.

Um das Verhältnis der oxydierenden Oberfläche zu dem ursprünglichen Volumen zu verbessern, ließ OSBORN 1959 die Scheiben zu einem viel kleineren Bruchteil ihres Radius eintauchen, so daß nur ein kleiner Ring "befeuchtet" wurde. Jedoch war jetzt die oxydierende Oberfläche bedeutend kleiner: 0,88 gegenüber 1,33 m^2 bei tieferem Eintauchen. Es mußte also gleichzeitig auch der Scheibendurchmesser vergrößert werden, um den Oxygenator leistungsfähiger zu gestalten. So wurde der Scheibendurchmesser auf 21 cm vergrößert. Bei einer Umdrehung von 120 pro Minute betrug hier aber die Zentrifugalkraft 1,7 g gegenüber 0,96 g bei der kleineren Scheibe. Es war also die Gefahr, daß das Blut von der Scheibe heruntergeschleudert wird, erheblich vergrößert, somit aber auch die Gefahr der Schaumbildung. Diese wurde ausgeschaltet, indem der Zwischenraum zwischen Scheibenrand und Gefäßwand auf ein Minimum reduziert wurde und so ständig von einem Blutmeniskus überspannt werden konnte. Ein Längskanal auf dem Boden des Gefäßes gestattete dem Blut den Abfluß, und ein Loch in jeder Scheibe nahe der Achse ermöglichte dem Sauerstoff den Durchtritt.

III. Die Pumpen

Wurden im vorangehenden Abschnitt die einzelnen Oxygenatortypen ausführlich besprochen, so sollen hier noch einige Worte über die verwendeten Pumpen gesagt werden. Ist doch die Wahl der Pumpe, die zeitweise die cardialen Funktionen während einer Periode des vollständigen cardiopulmonalen Bypass übernehmen muß, von entscheidender Bedeutung. Hier sind heute hauptsächlich zwei Modelle in Benutzung:

1. Die Sigmamotor-Pumpe

Bei diesem System wird ein elastischer Gummischlauch, welcher horizontal in einem Metallgehäuse gelegen ist, durch den sinusartigen Bewegungsablauf mehrerer Metallfinger abwechselnd komprimiert (Abb.17).

2. Die DeBakey-Pumpe

Auch bei der sogenannten Rollen- oder DeBakey-Pumpe werden die rhythmischen Kontraktionen durch abwechselndes Zusammenpressen eines ebenfalls elastischen Gummischlauches, der, wie bei der ersten Pumpe, horizontal in einem Gehäuse angeordnet ist, erzeugt. Hier aber nicht durch mehrere Metallfinger, sondern durch einen Hebelarm, an dessen Enden jeweils eine Rolle befestigt ist (Abb.18).

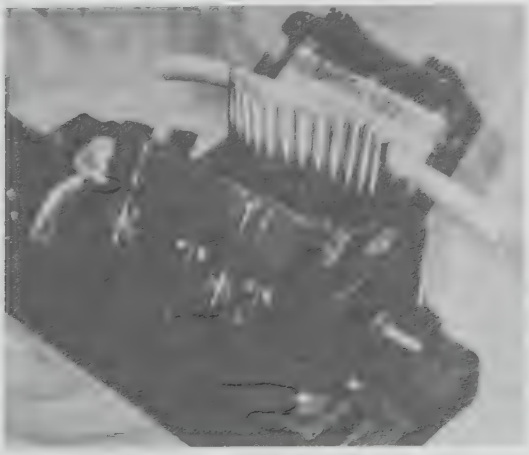

Abb. 17 Die Sigmamotor-Pumpe

Diese beiden Pumpentypen haben insofern Vor- und Nachteile, als man sie okklusiv und nicht okklusiv arbeiten lassen kann. Okklusiv arbeitend bedingt die DeBakey-Pumpe nach Feststellung von McCAUGHAN Jr. eine größere Hämolyse.

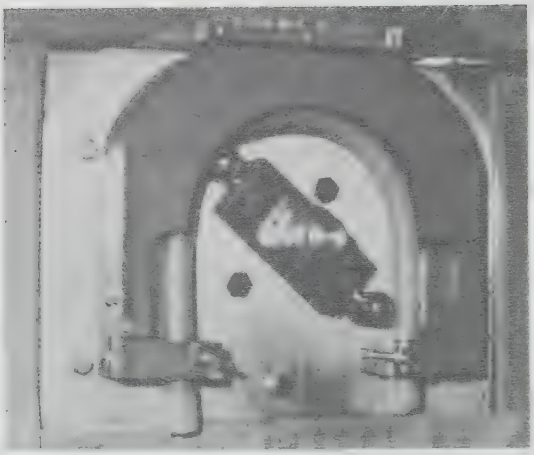

Abb. 18 Die DeBakey-Pumpe

HODGES Jr. ist allerdings der Auffassung, daß die Hämolyse hauptsächlich eine Funktion des Schlagvolumens und damit der Pumpengeschwindigkeit ist, somit also mit dem verwendeten Pumpentyp und mit der totalen Okklusion und Nichtokklusion nichts zu tun hat.

Aber nicht nur die Pumpen, sondern auch alle Oxygenatortypen führen zu einer mehr oder weniger starken Hämolyse. Sie ist beim Membranoxygenator besonders niedrig, während sie beim Scheibenoxygenator und besonders beim Bubbleoxygenator höhere Werte annimmt. Der Normalwert des Plasmahämoglobins beim Menschen liegt ungefähr bei 2 - 5 mg%, welches durch das RES beseitigt wird. Steigt aber das Plasmahämoglobin weiter an, so wird bei ungefähr 135 mg% die Nierenschwelle überschritten und es kommt zur Hämoglobinurie (GILLIGHAN und Mitarbeiter). Die Gefahr der Hämolyse liegt in der renalen Insuffizienz; es kommt zur Abnahme

der Harnsekretion und zum Ansteigen des Rest-N im Blut. Die Patienten sterben unter den Zeichen einer Anurie. Den Grund für die schweren Reaktionen, mit Anurie, suchte man in der Blockade der Nierentubuli durch Hämoglobinderivate und Zelldetritus (YORK und NAUSS, 1911). Inzwischen hat man sich aber wieder weitgehend von dieser Ansicht entfernt.

Als Ursache der Hämolyse gilt mit Abstand die mechanische, und hier, die zu hohe Umdrehungszahl beim Scheibenoxygenator oder die direkte Gasdispersion durch Blut, wenngleich die Blasengröße dabei noch eine Rolle spielen kann. Weitere Ursachen sind in chemischen, osmotischen und toxischen Einflüssen sowie in der Temperatur gegeben.

Wenn sich der rotierende Scheibenoxygenator immer mehr durchsetzen konnte, so liegt das zweifellos zu einem großen Teil an seinen Vorteilen, die er bei der Handhabung bietet. Er kann bequem auseinandergenommen, gereinigt und anschließend sterilisiert werden; außerdem traumatisiert er die Bestandteile des Blutes nicht übermäßig. - Die Traumatisierung kann eventuell noch weiter reduziert werden, wenn man Teflonscheiben benutzt. - Das mögliche Perfusionsvolumen ist auch für Erwachsene ausreichend, wenngleich ein Rückgang der Sauerstoffsättigung von 2 - 6% innerhalb einer Stunde zu beobachten ist. Desgleichen stört er das Säure-Basengleichgewicht nur unwesentlich und verursacht keine bemerkenswerten Elektrolytveränderungen.

Bei dieser Situation erschien es angezeigt, einmal möglichst exakt zu prüfen, wieviel eine Oxygenatorscheibe von einem entsprechenden Durchmesser bei einer bestimmten Frequenz an Oxygenierung leistet. Damit mußte auch das Leistungsoptimum für jede Scheibengröße und Umdrehungsfrequenz bestimmt werden können, so daß die Dimension eines Oxygenators im Hinblick auf das Perfusionsvolumen praktisch festlag.

IV. Eigene Untersuchungen

1. Methodik

Der Apparat für diese Versuche bestand in einem Plastikbehälter mit einem Fassungsvermögen von ca. 350 ml, welcher so bemessen war, daß fünf Scheiben, auf einer Achse montiert, sich in ihm drehen konnten. Die Scheiben tauchten bis nahe an die Achse in das Blut ein.

Es wurden Scheibengrößen von 12, 14, 16 cm Durchmesser, bei den Umdrehungsfrequenzen 40, 50, 60, 70, 80, 90 und 100 verwandt.

Der Kasten war auf einer Waage befestigt, die Achse mit den Scheiben hing frei, so daß Volumenänderungen in ihm sich am Ausschlag der Waage zeigten. Am Kastendeckel waren Öffnungen zum Einleiten von Sauerstoff angebracht. Der Antrieb bestand in einem stufenlos schaltbaren Elektromotor (Abb.19).

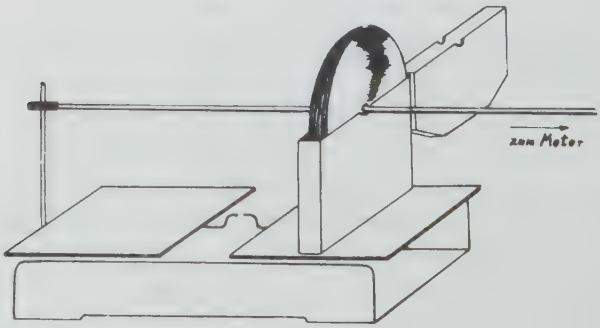

Abb. 19 Versuchsanordnung für diese Experimente

Die Experimente wurden mit Stahlscheiben und teilweise vergleichend auch mit Teflonscheiben ausgeführt. Bestimmt wurden für die verschiedenen Scheibengrößen in Abhängigkeit von der Frequenz:

1. Das Gewicht der haftenden Blutmenge,
2. Die Schichtdicke,
3. Die O_2-Sättigung im Blut zu verschiedenen Zeiten.

Die Sättigungsmessungen erfolgten oxymetrisch mit einer Nahas-Cuvette und Zeiß'schem Spektralphotometer bei den Wellenlängen 506 und 605 Millimikron. Dazu wurden jeweils 2 ml Blut aus dem Behälter entnommen. Über die Einzelheiten dieser Methode siehe H. BARTELS u.a., Lungenfunktionsprüfungen (Methoden und Beispiele klinischer Anwendung), Springer-Verlag, 1959.

2. Ergebnisse

a) Gewichtsbestimmungen

1. Abhängigkeit von der Drehfrequenz

Diese Bestimmungen gingen davon aus, daß der Blutfilm, der durch Drehung der Scheiben in der Blutflüssigkeit gebildet wird, überhaupt meßbare Werte annimmt. In der Tat konnte gezeigt werden, daß die an den Scheiben haftende Blutmenge gut abgewogen werden kann. Es ging weiter daraus hervor, daß die Menge mit zunehmender Frequenz anstieg. In der folgenden Tabelle sind die Werte zusammengestellt, die für die einzelnen Frequenzen bei den verschiedenen Scheibengrößen erhalten worden sind (Tab.1). Die Werte sind jeweils in Gramm für eine Oxygenatorscheibe angegeben.

Frequenz	Werte/g	Scheibendurchmesser
40	2,06	12 cm
50	2,38	
60	2,70	
70	3,06	
80	3,34	
90	3,68	
100	3,90	
40	3,32	14 cm
50	3,80	
60	4,28	
70	4,90	
80	5,48	
90	6,20	
100	6,80	
40	4,25	16 cm
50	5,00	
60	5,70	
70	6,50	
80	7,26	
90	8,06	
100	8,86	

Tab. 1 Gewichtszuwachs (g) an den rotierenden Scheiben, in Abhängigkeit von Frequenz und Scheibengröße

Trägt man die oben erhaltenen Werte in ein Diagramm ein, so erhält man eine Kurve mit fast linearem Anstieg (Abb.20)

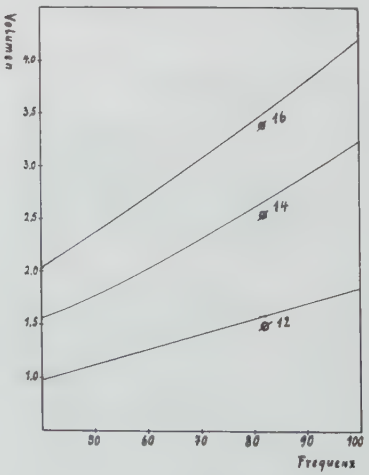

Abb. 20 Gewichtszuwachs an den Platten bei steigender Frequenz

2. Verschiedenes Scheibenmaterial

Wenn man vergleichsweise die Meßwerte von Gewichtsbestimmungen mit Stahlscheiben solchen mit Teflonscheiben gegenüberstellt, so ergeben sich keine wesentlichen Unterschiede. In Tabelle 2 sind die Vergleichswerte einmal für einen Scheibendurchmesser von 16 cm zusammengestellt.

Frequenz	Werte/g	
	Stahl	Teflon
40	4,25	4,10
50	5,00	5,25
60	5,70	6,00
70	6,50	6,75
80	7,26	7,50
90	8,06	8,38
100	8,86	8,89

Tab. 2 Vergleichswerte zwischen Stahl- und Teflonscheiben. Gewichtszuwachs (g), in Abhängigkeit von der Drehfrequenz, bei einem Scheibendurchmesser von 16 cm

Auch Teflonscheiben bilden ebenso wie Stahlscheiben beim Rotieren in der Blutflüssigkeit einen Blutfilm, der allerdings bei langsamer Umdrehung nicht völlig lückenlos ist, sondern mehr oder weniger große Löcher aufweist und erst bei höherer Frequenz die ganze Platte lückenlos überzieht.

3. Hämatokrit

Daß auch der Zusammensetzung des Blutes eine Bedeutung zukommt, sollte durch Veränderung des Hämatokrites bewiesen werden.Während die haftende Blutmenge bei einem HT von 25 und 50 einen ähnlichen linearen Anstieg bei den geprüften Frequenzen erkennen ließ, war bei einem HT von 86 der kritische Punkt bereits überschritten. Hier stieg die an den Scheiben haftende Blutmenge steil bis zu einer Frequenz von 70 an, fiel dann jedoch ebenso rasch wieder ab,

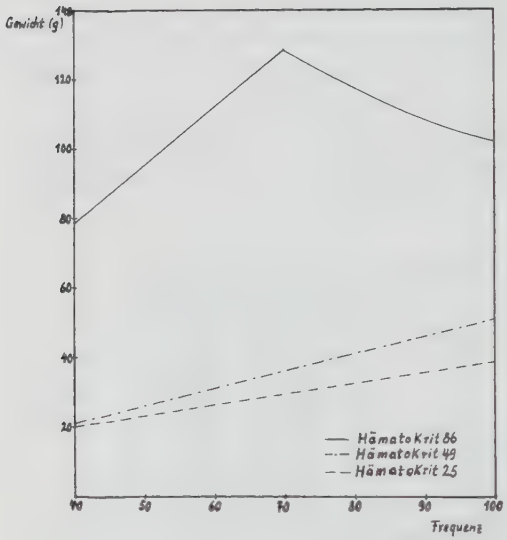

Abb. 21 Gewichtszuwachs an den rotierenden Scheiben, in Abhängigkeit von Frequenz und Hämatokrit

so daß bei einer Frequenz von 100 nur noch ca. 102 g an den fünf Scheiben hafteten, während es bei einer Frequenz von 70 noch 128,5 g waren (Abb.21).

b) Schichtdickebestimmungen

Aus den oben erhaltenen Werten der Gewichtsmessungen war es nicht weiter schwer, die Dicke des Blutfilmes, der sich auf den einzelnen Scheiben befand, zu errechnen. Hierbei wurde von der Voraussetzung ausgegangen, daß der Blutfilm gleichmäßig über die ganze Oxygenatorscheibe verteilt ist; das ist in Wirklichkeit nicht der Fall, sondern die Blutschicht nimmt infolge der Fliehkraft nach dem Rande der Platte hin an Dicke zu. In folgender Tabelle (Tab.3) wird

die errechnete Schichtdicke für die einzelnen Scheibengrößen und Umdrehungsfrequenzen zur Darstellung gebracht.

Frequenz	Schicht/mm	Scheibendurchmesser
40	0,19	12 cm
50	0,22	
60	0,25	
70	0,29	
80	0,31	
90	0,34	
100	0,36	
40	0,23	14 cm
50	0,26	
60	0,29	
70	0,34	
80	0,38	
90	0,42	
100	0,47	
40	0,22	16 cm
50	0,26	
60	0,29	
70	0,34	
80	0,38	
90	0,42	
100	0,47	

Tab. 3 Blutfilmdicke (mm) auf den rotierenden Scheiben, in Abhängigkeit von Drehfrequenz und Scheibengröße

c) Oxygenierung

1. Oxygenation mit Frischluft

Für die Berechnung der Leistungsfähigkeit eines Oxygenators sind Oxygenierungsversuche von ausschlaggebender Bedeutung. Kann man doch erst durch sie genaue Angaben darüber erhalten, wieviel eine Oxygenatorscheibe in einer bestimmten Zeit an Blut zu sättigen vermag und wieviel Scheiben nötig sind, um eine für die Perfusion ausreichende Menge an Blut zu oxygenieren.

Die folgenden Zahlenangaben (Tab.4a-c) sind die Oxygenierungswerte, die bei Oxygenation mit Frischluft für

die einzelnen Scheibendurchmesser und Frequenzen erhalten worden sind. Die Werte stellen die Zeit dar, in welcher das Blut (Behälterinhalt) von einem jeweils verschiedenen venösen Ausgangspunkt eine möglichst hohe O_2-Sättigung erreicht hatte.

Zeit (min)	O_2-Sätt.(%)	Frequenz
Ausgangswert	36 %	
nach 5 Min.	57 %	
" 10 "	72 %	
" 15 "	82 %	40
" 20 "	93 %	
" 25 "	97 %	
" 30 "	99 %	
Ausgangswert	43 %	
nach 2 Min.	53 %	
" 4 "	66 %	
" 6 "	75 %	
" 8 "	79 %	
" 10 "	85 %	60
" 12 "	90 %	
" 14 "	93 %	
" 16 "	96 %	
" 18 "	97 %	
Ausgangswert	58 %	
nach 2 Min.	69 %	
" 4 "	77 %	
" 6 "	86 %	80
" 8 "	91 %	
" 10 "	98 %	
" 12 "	99 %	
Ausgangswert	65 %	
nach 2 Min.	74 %	
" 4 "	84 %	
" 6 "	95 %	100
" 8 "	98 %	
" 10 "	98 %	
" 12 "	99 %	

Tab. 4a Aufsättigungszeit von 370 ml Blut bei verschiedenen venösen Ausgangspunkten in Abhängigkeit von Drehfrequenz, bei Frischluft und einem Scheibendurchmesser von 12 cm

Zeit (min)	O_2-Sätt.(%)	Frequenz
Ausgangswert	64%	
nach 2 Min.	73%	
" 4 "	82%	
" 6 "	85%	
" 8 "	90%	40
" 10 "	94%	
" 12 "	98%	
" 14 "	99%	
Ausgangswert	64%	
nach 2 Min.	72%	
" 4 "	86%	
" 6 "	91%	60
" 8 "	96%	
" 10 "	99%	
Ausgangswert	46%	
nach 2 Min.	64%	
" 4 "	81%	
" 6 "	91%	80
" 8 "	96%	
" 10 "	100%	
Ausgangswert	50%	
nach 2 Min.	70%	
" 4 "	90%	100
" 6 "	95%	
" 8 "	100%	

Tab. 4b Aufsättigungszeit von 355 ml Blut bei verschiedenen venösen Ausgangspunkten in Abhängigkeit von der Drehfrequenz, bei Frischluft und einem Scheibendurchmesser von 14 cm

Zeit (min)	O_2-Sätt.(%)	Frequenz
Ausgangswert	53%	
nach 2 Min.	66%	
" 4 "	82%	
" 6 "	89%	40
" 8 "	92%	
" 10 "	96%	
Ausgangswert	53%	
nach 2 Min.	65%	
" 4 "	84%	
" 6 "	87%	60
" 8 "	91%	
" 10 "	94%	
Ausgangswert	46%	
nach 1 Min.	63%	
" 2 "	74%	
" 3 "	83%	80
" 4 "	90%	
" 5 "	95%	
" 6 "	98%	
Ausgangswert	46%	
nach 1 Min.	69%	
" 2 "	79%	
" 3 "	91%	100
" 4 "	96%	
" 5 "	100%	

Tab. 4c Aufsättigungszeit von 340 ml Blut bei verschiedenen venösen Ausgangspunkten in Abhängigkeit von der Drehfrequenz, bei Frischluft und einem Scheibendurchmesser von 16 cm

2. Oxygenation mit reinem Sauerstoff

Eine bedeutend verkürzte Aufsättigungszeit ergab sich, wenn diese Sättigungsversuche mit reinem Sauerstoff durchgeführt wurden. Hier zeigten sich Ergebnisse, die bei den Frequenzen 80 und 100 zeitlich etwa um 50% unter denen lagen, die bei denselben Frequenzen mit Frischluft erhalten worden sind. Bei den Frequenzen 40 und 60 betrugen

die Oxygenierungszeiten bei reinem Sauerstoff sogar nur 1/4 von denen bei Frischluft (Tab.5a-c). Siehe auch die kurvenmäßige Darstellung der Oxygenationszeiten (Abb.22).

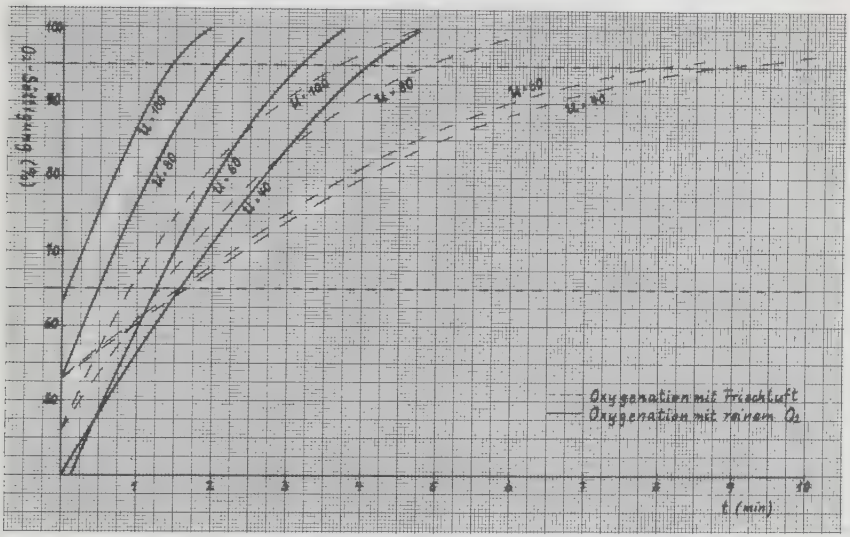

Abb. 22 Kurvenmäßige Darstellung der Aufsättigungszeiten, vergleichsweise mit Frischluft und reinem Sauerstoff bei verschiedenen Frequenzen und einem Scheibendurchmesser von 16 cm

Die Oxygenierungszeiten für Teflonscheiben lagen bei einem Scheibendurchmesser von 16 cm, der getestet wurde, bei den einzelnen Frequenzen denen der Metallscheiben sehr nahe.

Zeit (min)	O_2-Sätt.(%)	Frequenz
Ausgangswert	67%	
nach 1 Min.	71%	
" 2 "	76%	
" 3 "	82%	
" 4 "	84%	40
" 5 "	89%	
" 6 "	96%	
" 7 "	98%	
Ausgangswert	66%	
nach 1 Min.	73%	
" 2 "	82%	
" 3 "	91%	60
" 4 "	94%	
" 5 "	97%	
Ausgangswert	63%	
nach 1 Min.	75%	
" 2 "	84%	
" 3 "	91%	80
" 4 "	98%	
Ausgangswert	51%	
nach 1 Min.	68%	
" 2 "	84%	100
" 3 "	93%	
" 4 "	100%	

Tab. 5a Aufsättigungszeit von 370 ml Blut bei verschiedenen venösen Ausgangspunkten in Abhängigkeit von der Drehfrequenz, bei reinem O_2 und einem Scheibendurchmesser von 12 cm

Zeit (min)	O_2-Sätt.(%)	Frequenz
Ausgangswert	34%	
nach 1 Min.	41%	
" 2 "	50%	
" 3 "	62%	
" 4 "	74%	40
" 5 "	81%	
" 6 "	90%	
" 7 "	92%	
" 8 "	98%	
Ausgangswert	39%	
nach 1 Min.	56%	
" 2 "	72%	
" 3 "	87%	60
" 4 "	93%	
" 5 "	97%	
Ausgangswert	47%	
nach 0,5Min.	52%	
" 1,0 "	67%	
" 1,5 "	77%	80
" 2,0 "	86%	
" 2,5 "	93%	
" 3,0 "	100%	
Ausgangswert	27%	
nach 0,5Min.	43%	
" 1,0 "	56%	
" 1,5 "	75%	100
" 2,0 "	83%	
" 2,5 "	91%	
" 3,0 "	98%	

Tab. 5b Aufsättigungszeit von 355 ml Blut bei verschiedenen venösen Ausgangspunkten in Abhängigkeit von der Drehfrequenz, bei reinem O_2 und einem Scheibendurchmesser von 14 cm

Zeit (min)	O_2-Sätt.(%)	Frequenz
Ausgangswert	40 %	
nach 1 Min.	53 %	
" 2 "	70 %	
" 3 "	85 %	40
" 4 "	92 %	
" 5 "	99 %	
Ausgangswert	37 %	
nach 1 Min.	60 %	
" 2 "	79 %	60
" 3 "	94 %	
" 4 "	98 %	
Ausgangswert	53 %	
nach 0,5Min.	63 %	
" 1,0 "	77 %	
" 1,5 "	86 %	80
" 2,0 "	95 %	
" 2,5 "	99 %	
Ausgangswert	63 %	
nach 0,5Min.	75 %	
" 1,0 "	87 %	100
" 1,5 "	97 %	
" 2,0 "	98 %	

Tab. 5c Aufsättigungszeit von 340 ml Blut bei verschiedenen venösen Ausgangspunkten in Abhängigkeit von der Drehfrequenz, bei reinem O_2 und einem Scheibendurchmesser von 16 cm

Daß bei diesen Oxygenierungsversuchen nur Blut mit verschiedenen O_2-Ausgangswerten Verwendung fand, beeinflußt die vergleichende Beurteilung der Tabellen. Es soll deshalb hier noch einmal diejenige Zeit angegeben werden, die fünf Scheiben benötigen, um das Blut (Behälterinhalt) von 65 % auf 95 % O_2-Sättigung zu bringen (Tab.6a,b). Dieser Bereich spielt auch in der Praxis die größte Rolle.

Frequenz	Zeit (min)	Scheibendurchmesser
40	14,5	12 cm
60	10,6	
80	7,7	
100	6,5	
40	10,0	14 cm
60	7,5	
80	5,2	
100	4,5	
40	7,8	16 cm
60	7,6	
80	3,7	
100	2,9	

Tab. 6a Aufsättigungszeit von 65% auf 95% O_2 in Abhängigkeit von Drehfrequenz und Scheibengröße, bei Frischluft

Frequenz	Zeit (min)	Scheibendurchmesser
40	6,35	12 cm
60	4,15	
80	3,35	
100	2,40	
40	4,05	14 cm
60	2,80	
80	1,75	
100	1,35	
40	2,60	16 cm
60	2,05	
80	1,60	
100	1,40	

Tab. 6b Aufsättigungszeit von 65% auf 95% O_2 in Abhängigkeit von Drehfrequenz und Scheibengröße, bei reinem Sauerstoff

Aus diesen Werten läßt sich die Sättigungskapazität jeder einzelnen Scheibe wie folgt berechnen (Tab.7a,b):

Frequenz	ml	Scheibendurchmesser
40	5,05	12 cm
60	6,09	
80	9,60	
100	11,30	
40	7,02	14 cm
60	9,40	
80	13,50	
100	15,60	
40	8,70	16 cm
60	8,90	
80	18,30	
100	22,60	

Tab. 7a Leistungskapazität (ml Blut/Min.) einer Oxygenatorscheibe, in Abhängigkeit von Drehfrequenz und Scheibengröße, bei Frischluft

Frequenz	ml	Scheibendurchmesser
40	11,50	12 cm
60	17,70	
80	21,90	
100	30,70	
40	17,30	14 cm
60	25,10	
80	40,20	
100	45,40	
40	26,00	16 cm
60	33,00	
80	42,30	
100	48,60	

Tab. 7b Leistungskapazität (ml Blut/Min.) einer Oxygenatorscheibe, in Abhängigkeit von Drehfrequenz und Scheibengröße, bei reinem Sauerstoff

3. Besprechung der Ergebnisse

a) Gewichtsbestimmungen

1. Scheibengröße Wie wir in Tabelle 1 gesehen haben, nimmt die an den Scheiben hängende Blutmenge mit Vergrößerung derselben erheblich zu. Diese Zunahme geht parallel der Vergrößerung der Scheibe und wird durch die Vergrößerung der Oberfläche hinreichend erklärt.

2. Drehfrequenz Nach den Gesetzen der Physik war es zu erwarten, daß mit steigender Frequenz auch die an den Oxygenatorscheiben haftende Blutmenge solange anstieg, bis die Fliehkraft die Adhäsionskraft überwiegt. In Tabelle 1 und Abbildung 20 konnte dieses an Hand von Beispielen gezeigt werden.

3. Hämatokrit Mehr theoretisches Interesse war der Veränderung des Hämatokrit zuzumessen. Hier zeigte sich, daß mit Zunahme des HT das Gewicht der an den Platten hängenden Blutmenge beträchtlich anstieg, und zwar je höher der HT war, desto größer war das Gewicht der Blutmenge. So betrug die an den Scheiben haftende Blutmenge bei einem HT von 50 und einer Frequenz von 40 etwa 20 g und bei einem HT von 86 (Erythrozyten und Restplasma) und einer Frequenz von 40 fast 80 g. Hieraus wird ersichtlich, daß zwischen dem Anstieg des Hämatokrit und der Gewichtszunahme an der Scheibe eine besondere Beziehung besteht (Abb.21). Bei niederen bzw. normalen HT-Werten besteht für die untersuchten Drehfrequenzen eine lineare Gewichtszunahme, wobei die Steilheit der Kurve in Abhängigkeit vom Hämatokrit zunimmt. Beim Extremwert (HT = 86) wird schließlich sogar der Punkt erreicht (f = 70/min), an dem die haftende

Blutmenge offensichtlich aufgrund der Viskositätszunahme wieder abnimmt.

b) Schichtdickebestimmungen

1. Scheibengröße Über die Beziehung von Scheibengröße zur Blutfilmdicke läßt sich keine allzu exakte Aussage machen, da die Schichtdicke aus der an den Scheiben haftenden Blutmenge errechnet wurde. Die Voraussetzung war also eine gleichmäßige Verteilung auf den Platten. Es zeigte sich lediglich, daß bei einem Scheibendurchmesser von 12 cm die Blutfilmdicke bei den einzelnen Frequenzen geringer war, als bei Scheibendurchmesser 14 und 16 cm.

2. Drehfrequenz Mit Zunahme der Drehfrequenz mußte auch eine Vergrößerung der Blutfilmdicke verbunden sein, da, wie wir schon oben gesehen haben, mit Steigerung der Drehfrequenz eine Gewichtszunahme an den Platten stattfindet und die Schichtdicke aus der an den Platten haftenden Blutmenge errechnet wurde.

Die Blutfilmdicke auf den einzelnen Oxygenatorscheiben bewegte sich zwischen 0,19 und 0,47 mm. Diese Unterschiede waren makroskopisch deutlich zu erkennen. Offensichtlich wurde dabei die inhomogene Verteilung, indem am Scheibenrand immer ein deutlich dickerer Film zu erkennen war.

c) Oxygenierung

Bei der Oxygenierung mit Frischluft und mit reinem Sauerstoff ergaben sich außer einer Beschleunigung der Aufsättigung keine prinzipiellen Unterschiede, so daß auf eine getrennte Besprechung hier verzichtet werden kann.

Wenn man die Abbildungen über die Oxygenierungszeiten betrachtet, fällt auf, daß die Kurven bei niedriger O_2-

Sättigung zunächst sehr steil verlaufen, mit zunehmender Sättigung aber immer mehr abflachen, d.h., daß die Sauerstoffbeladung nur ziemlich langsam vorsichgeht. Dieses konnte aufgrund der Gesetzmäßigkeiten der physikalischen Lösung von O_2 im Blut und der Bedingungen für die O_2-Bindung an das Hämoglobin auch nicht anders erwartet werden, zeigt doch die Dissoziationskurve (Abb.23) deutlich, daß im mittleren Abschnitt ein geringer Anstieg des O_2-Druckes zu einem erheblichen Anstieg der O_2-Sättigung führt.

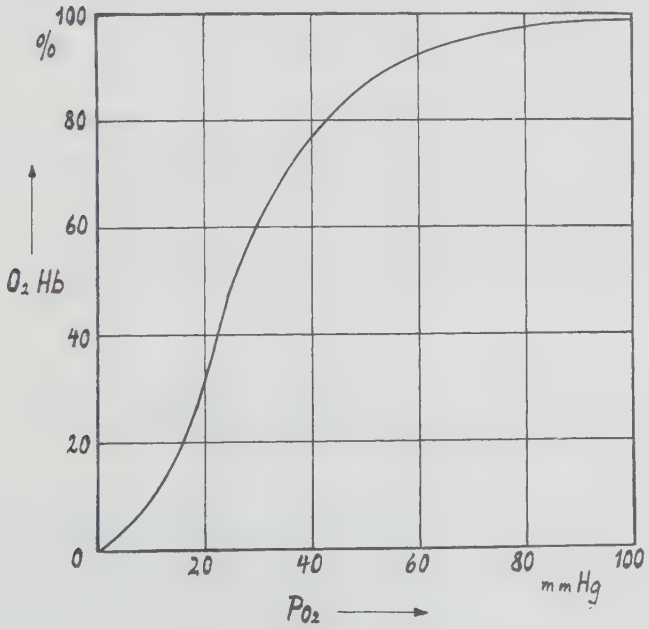

Abb. 23 O_2-Dissoziationskurve des Blutes

In welcher Zeit die Aufsättigung des Blutes erfolgt, hängt in weitestem Maße von der Konzentration des Gases,

d.h. von seinem "Partialdruck" ab. So ist es erklärlich, daß sich die Oxygenationszeiten des Blutes bei Oxygenation mit reinem Sauerstoff bedeutend reduzieren lassen.

Wie wir weiter oben gesehen haben, war die Blutfilmdicke auf den Platten bei Umdrehung nicht gleichmäßig, sondern nahm nach der Peripherie hin zu. Für die Oxygenation spielt diese Dickenzunahme in der Peripherie insofern eine untergeordnete Rolle, als die wirklich während einer Scheibenumdrehung oxygenierte Blutschicht nur ein Bruchteil (etwa 0,013 - 0,014 mm) der Blutfilmdicke beträgt. Diese Zahl gewinnt man aus der Relation der tatsächlich oxygenierten Blutmenge zu der möglichen Blutmenge, wenn während einer Umdrehung die gesamte, an den Platten hängende Blutschicht gesättigt worden wäre.

Die Expositionszeit der einzelnen Erythrozyten im Sauerstoff während der Scheibenumdrehung ist mit 0,25 sec. bei einer maximalen Frequenz von 120/Min. völlig ausreichend, weiß man doch, daß die roten Blutkörperchen in der Lungenkapillare nur für wenige Zehntelsekunden dem Sauerstoff ausgesetzt sind.

d) Beziehungen zwischen Scheibengröße und Oxygenationsleistung

Stellt man in einem Diagramm die Zeit, die eine Scheibe benötigt, um 10 ml Blut von 65,% auf 95,% O_2-Sättigung zu oxygenieren, in Abhängigkeit zum Scheibendurchmesser bei den einzelnen Frequenzen, so geht aus dieser graphischen Darstellung klar hervor, daß für jede Scheibengröße eine optimale Umdrehungsfrequenz besteht und daß bei weiterer Zunahme der Frequenz die Leistung der Oxygenatorscheibe abnimmt (Abb.24).

Als Erklärung hierfür könnten drei Faktoren herangezogen werden:

1. Unzureichende Expositionszeit,
2. Veränderte Blutfilmdicke,
3. Änderung der Fliehkraft.

Zu 1: Die Möglichkeit, daß die Expositionszeit der einzelnen Erythrozyten im Sauerstoff zu kurz ist, erscheint nicht sehr wahrscheinlich. Wie weiter oben schon besprochen worden ist, weiß man, daß die Expositionszeit der roten Blutkörperchen im Sauerstoff in der Lungenkapillare nur wenige Zehntelsekunden beträgt.

Zu 2: Auch eine Veränderung der Blutfilmdicke scheint für den oben genannten Umstand nicht sehr entscheidend zu sein, da, wie wir schon gesehen haben, die während einer Umdrehung oxygenierte Blutschicht gering und nur bedingt abhängig von der an den Platten hängenden Blutmenge ist.

Zu 3: Die größte Bedeutung bei der Relation Scheibengröße - Umdrehungsfrequenz scheint der Veränderung der Drehfrequenz und somit der Fliehkraft zuzukommen.

Bei größerer Umdrehungsfrequenz besteht die Möglichkeit, daß die Erythrozyten von den Platten geschleudert werden, ehe sie oxygeniert worden sind. Dadurch kommt es zur Abnahme der Oxygenationsrate bei höherer Geschwindigkeit.

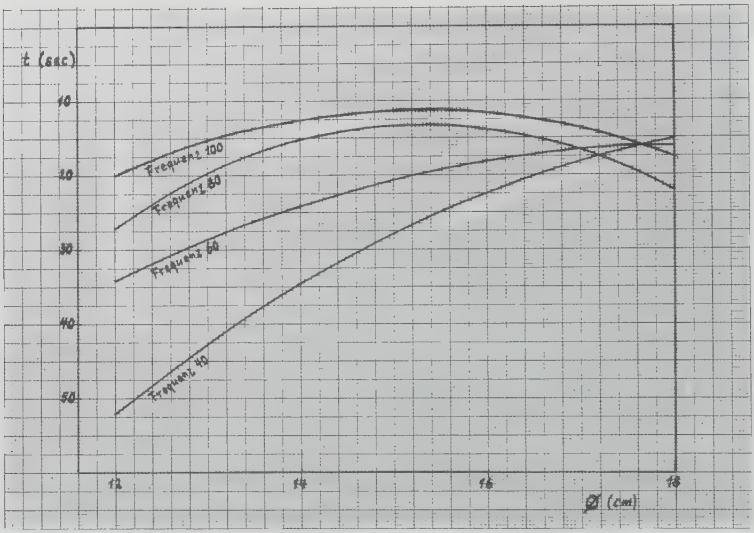

Abb. 24 Kurvenmäßig Darstellung der einzelnen Umdrehungsfrequenzen in bezug auf die Zeit, die eine Oxygenatorscheibe von verschiedenem Durchmesser benötigt, um 10 ml Blut von 65% auf 95% O_2-Sättigung aufzusättigen

Durch diese kurvenmäßige Darstellung kann weiterhin gezeigt werden, daß mit Zunahme der Frequenz der Scheibendurchmesser abnehmen muß, um ein entsprechendes Oxygenationsvolumen aufrechtzuerhalten. So könnte bei weiter steigender Frequenz zwar der Scheibendurchmesser kleiner gestaltet und damit das Füllvolumen des Oxygenators reduziert werden, jetzt wäre aber u.a. der Faktor der Schaumbildung zu berücksichtigen.

V. Zusammenfassung

Nach einer Übersicht über die Entwicklung der künstlichen Lungen (Oxygenatoren), bzw. über die zur Zeit gebräuchlichsten Oxygenatortypen und Pumpen, werden eigene Untersuchungen über die Leistungskapazität von Scheibenoxygenatoren dargelegt.

In einem Spezialbehälter, der mit Blut gefüllt war, liefen fünf Metall- bzw. Plastikscheiben von 12, 14, 16 cm Durchmesser bei den Frequenzen 40, 60, 80 und 100. Die Untersuchungen wurden bei Frischluft und reiner Sauerstoffatmosphäre durchgeführt.

Bestimmt wurden:

1. Die an den Platten hängende Blutmenge.
2. Die Dicke des an den Platten haftenden Blutfilmes.
3. Der Gewichtszuwachs an den rotierenden Scheiben in Abhängigkeit von Frequenz und Hämatokrit.
4. Die Aufsättigungszeit einer bestimmten Blutmenge in Abhängigkeit von Drehfrequenz und Scheibendurchmesser.

Dabei wurden folgende Ergebnisse erzielt:

1. Mit Zunahme der Frequenz ist die an den Scheiben haftende Blutmenge größer und erreicht offenbar im Verhältnis Gewicht zur Fliehkraft für jede Umdrehung ein Maximum.
2. Parallel zu der Gewichtszunahme des Blutes an den Platten bei steigender Frequenz läuft eine Erhöhung der Blutfilmdicke. Offensichtlich kommt es dabei zu einer inhomogenen Verteilung des Blutes insofern, als am Plattenrand die Blutschicht infolge der Fliehkraft deutlich dicker ist.
3. Bei Ansteigen des Hämatokrit ist die haftende Blutmenge bedeutend größer, sie erreicht aber schon bei einer geringeren Umdrehungsfrequenz

ihr Maximum, um dann bei weiter steigender Drehzahl wieder abzufallen.

4. Die Oxygenierungszeit des Blutes beim Scheibenoxygenator hängt ab
   a) von der Scheibengröße,
   b) von der Drehfrequenz,
   c) von der dem Blut angebotenen Gaskonzentration,
   d) von der venösen Ausgangssättigung.

Es zeigte sich, daß sich mit Vergrößerung der Scheibe und Zunahme der Drehfrequenz die Oxygenierungszeit verkürzt. Zwischen der Scheibengröße bei den verschiedenen Frequenzen und der Oxygenierungszeit besteht eine feste Relation, so daß es für jede Scheibengröße in bezug auf das Leistungsoptimum des Oxygenators nur eine bestimmte Umdrehungsfrequenz gibt. Diese Verhältnisse werden bei Oxygenation in einer reinen Sauerstoffatmosphäre noch entsprechend dem Partialdruck verbessert.

VI. Literaturverzeichnis

BAYLISS,L.E., FREE,A.R. und OGDEN,E., A method of oxygenating blood.
J. Physiol. 1928, 66:443

BJÖRK,V.O., Brain perfusions in dogs with artificially oxygenated blood.
Acta chir. Scand. 1948, 96:1-122 (Suppl.137)

BORNSTEIN,A., Über Durchblutungsversuche an der überlebenden Hundeextremität.
Arch. f. exper. Path. u. Pharmakol. 1926, 115:367

BRODIE,T.G., The perfusion of surviving organs.
J. Physiol. 1903, 29:266

BUCHERL,E.S., In vitro-Untersuchungen zur Frage derBlutveränderungen bei Verwendung einer künstlichen Lunge nach dem Gasdispersionsprinzip (bubble oxygenator).
Thoraxchirurgie 1957, 5:63

CLOWES,G.H.A., NEVILLE,W.E., HOPKINS,A.L., ANZOLA,J., SIMEONE,F.A., Factors contributing to success or failure in the use of a pump oxygenator for complete by-pass of the heart and lung, experimental and clinical.
Surgery 1954, 36:557

CLOWES,G.H.A., HOPKINS,A.L., NEVILLE,W.E., An artificial lung dependent upon diffusion of oxygen and carbondioxide through plastic membranes.
J. Thor. Surg. 1956, 32:630

CRUICKSHANK,E.W.H., A magnetic blood oxygenator.
J. Physiol. 1934, 82:26

DENNIS,C., SPRENG,D.S., NELSON,G.E., KARLSON,K.E., NELSON,

R.M., THOMAS,J.V., EDDER,W.Ph. und VARCO,R.L.
Developement of a pump-oxygenator to replace the heart and lungs; an apparatus applicable to human patients and application to one case
Annals of surgery 1951, 134:709

DeWALL,R.A. u. WARDEN,H.E. u. VARCO,R.L., LILLEHEI,C.W.,
The helix reservoir pump-oxygenator.
Surg., Gyn. a. Obst. 1957, 104:699

DeWALL,R.A., GRAGE,Th.B., McFEE,A.S., CHIECHI,M.A.,
Theme and variations on blood oxygenators.
I. Bubble oxygenator.
Surgery 1961, 50:93
II. Film oxygenator.
Surgery 1962, 51:251

v.EULER,U.S. und HEYMANS,C., An oxygenator for perfusion experiments.
J. Physiol. 1932, 74:2

FREY,M. und GRUBER,M., Ein Respirationsapparat für isolirte Organe.
Arch. f. Anat. u. Physiol. 1885, 9:519

GIBBON,J.H., Artificial maintenance of circulation during experimental occlusion of pulmonary artery.
Arch. Surg. 1937, 34:1105

--------- The maintenance of life during experimental occlusion of the pulmonary artery followed by survival.
Surg., Gyn. a. Obst. 1939, 69:602

--------- An oxygenator with a large surface-volume ratio.
J. Lab. a. Clin. Med. 1939, 24:1192

GIBBON,J.H. und KRAUL,C.W., An efficient oxygenator for blood.
J. Lab. a. Clin. Med. 1941, 26:1803

HARTRIDGE,H. und ROUGHTON,FJW., The kinetics of haemoglobin. II. The velocity with which oxygen dissociates from its combination with haemoglobin. Proc. Roy. Soc. 1923, 104:395

--------- The rate of distribution of dissolved gases between the red blood corpuscle and its fluid environment. J. Physiol. 1927, 62:232

HELMSWORTH,J.A., SHABETAI,R., COLE,W.R., NEELY,J.C., ALBERS,J.E., GONZALES,L.L., A method of cardiac bypass with autogenous oxygenation. Surgery 1959, 45:129

HODGES,P.C., CARDOZO,R., THEVENET,A., LILLEHEI,C.W., Comparison of relative merits of occlusive and nonocclusive pumps for open-heart surgery. J. Thor. Surg. 1958, 36:470

HOOKER,D.R., A study of the isolated kidney - the influence of pulse pressure upon renal function. Am. J. Physiol. 1910, 27:24

--------- The perfusion of the mammalian medulla - the effect of calcium and potassium on the respiratory and cardiac centers. Am. J. Physiol. 1915, 38:200

JACOBI,C., Apparat zur Durchblutung isolirter überlebender Organe. Arch. exper. Path. u. Pharmakol. 1890, 26:388

KAY, J.H. und GAERTNER, R.A., A simplified pump-oxygenator with flow equal to normal cardiac output. Surg. Forum 1956, 7:267

KOLFF,W.J., und BALZER,R., The artificial coild lung. Amer. Soc. Art. Int. Organs 1955, 1:39

KOLFF,W.J., EFFLER,D.B., GROVES,L.K., PEEREBOOM,G. und MORACA,P.P., Disposable membrane oxygenator

(heart-lung machine) and its use in experimental surgery.
Cleveland Clinic Quarterly 1956, 23:69

LILLEHEI,C.W., DeWALL,R.A., GOTT,V.L., VARCO,R.L.,
The direct vision correction of calcific aortic stenosis by means of a pump-oxygenator and retrograde coronary sinus perfusion.
Dis. Chest. 1956, 30:123

LUDWIG,C. und SCHMIDT,A., Das Verhalten der Gase, welche mit dem Blut durch den reizbaren Säugethiermuskel strömen.
Leipz. ges. wissen. Bericht, 1868, 20:12

McCAUGHAN,J.S., McMICHAEL,H., SCHUDER,J.C., KIRBY,C.K.,
The use of a totally occlusive pump as a flowmeter with observations on hemolysis caused by occlusive and nonocclusive pumps and other pump-oxygenator components.
Surgery 1958, 44:210

MILLER,B.J., GIBBON,J.R. und GIBBON,M.H., Recent advances in the developement of a mechanical heart and lung apparatus.
Annals of Surgery 1951, 134:694

OPITZ,E., Über akute Hypoxie.
Ergebn. Physiol. 1942, 44:315

OPITZ,E., SCHNEIDER,M., Uber die Sauerstoffversorgung des Gehirns und den Mechanismus von Mangelwirkungen.
Ergebn. Physiol. 1950, 46:126

OSBORN,J.J., GERBODE,F., PERKINS,H., BRAIMBRIDGE,M., MELROSE,D. und KAHN,P., A disposable filming pump-oxygenator.
J. Thor. Surg. 1959, 37:472

RICHARDS,A.N. und DRINKER,C.K., An apparatus for the perfusion of isolated organs.

J. Pharmacol. a. Exper. Therap. 1915, 7:467

SCHRÖDER,W., Über die Bildungsstätte des Harnstoffes.
Arch. exper. Path. u. Pharmakol. 1882, 15:364

SLOAN,H., MORRIS,J.D., van der WOUDE,R., HEWITT,H., LONG,G.
Clinical experience with a rotating disc oxygenator.
Surgery 1959, 45:138

Lebenslauf

Am 16.5.1932 als Sohn des Verwaltungsangestellten Georg Henke zu Berlin geboren, besuchte ich von meinem 6. Lebensjahr ab die 2. Volksschule in Berlin und später die Hohenzollern-Oberschule. Von 1943 - 1945 wohnten wir kriegsbedingt in Biesenthal/Mark. In dieser Zeit mußte ich täglich den beschwerlichen Schulweg nach Eberswalde, zur dortigen Hindenburg - Oberschule, auf mich nehmen. Nach unserer Rückkehr im Jahre 1945 kam ich in die damals neugegründete Robert Blum-Schule in Berlin-Schöneberg, wo ich im Sommer 1951 meine Schullaufbahn mit dem Abitur abschloß. Anschließend trat ich in eine 3-jährige Lehre als Augenoptiker ein, die ich mit der Gehilfenprüfung beendete. Im Herbst 1955 immatrikulierte ich an der Freien Universität Berlin für das Fach Humanmedizin. Hier bestand ich auch die ärztliche Vorprüfung und im Sommer 1962 mein Staatsexamen. Zur Zeit leiste ich meine Medizinalassistentenjahre ab.

Photodruck der Photo Copie GmbH.